

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/EP05/003066

International filing date: 22 March 2005 (22.03.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: DE
Number: 10 2004 014 181.9
Filing date: 23 March 2004 (23.03.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 20 April 2005 (20.04.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 10 2004 014 181.9

Anmeldetag: 23. März 2004

Anmelder/Inhaber: Carl Zeiss Meditec AG, 0745 Jena/DE

Bezeichnung: Material-Bearbeitungsvorrichtung und -verfahren

IPC: A 61 F, B 23 K, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 31. Januar 2005
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Stanschitz

Carl Zeiss Meditec AG
Anwaltsakte: PAT 9030/054

23. März 2004
K/22/jb(me)

Material-Bearbeitungsvorrichtung und -verfahren

5 Die Erfindung bezieht sich auf eine Bearbeitungsvorrichtung, die ein Material durch nicht-lineare
Absorption von Bearbeitungs-Laserstrahlung bearbeitet und die aufweist: eine die
Laserstrahlung abgebende Laserstrahlquelle und eine Optik, die die Laserstrahlung zur nicht-
linearen Absorption in oder auf das Material fokussiert. Die Erfindung bezieht sich weiter auf ein
Verfahren zur Materialbearbeitung, bei dem Laserstrahlung in oder auf das Material fokussiert
wird, wobei die Parameter der Laserstrahlung und der Fokussierung so gewählt werden, daß
10 am Material eine nicht-lineare Absorption der Laserstrahlung bewirkt wird.

Laserbasierte Materialbearbeitung ist heute in vielen Bereichen der industriellen Fertigung
unverzichtbar. Die durch den Lasereinsatz erreichbare Bearbeitungsqualität kann mit
alternativen Verfahren oft nicht erbracht werden. Hinzu kommt die Realisierung hoher
15 Prozeßgeschwindigkeiten bei der automatisierten Fertigung, die eine wirtschaftliche vorteilhafte
Anwendung laserbasierter Verfahren erlaubt. Zur Durchführung gibt es eine Vielzahl komplexer
Geräte und Anlagen, die als Workstations für eine Reihe spezifischer Bearbeitungsaufgaben
angepaßt sind. Die industriellen Workstations umfassen beispielsweise Systeme zum
Schneiden von Blechen ebenso wie Geräte zur Bearbeitung von Strukturen auf einem
20 Mikrochip. Auch für die Durchführung medizinischer Verfahren gibt es Lasersysteme, etwa zur
Korrektur der Sehstärke bei Myopie oder Hyperopie. Bei diesen Lasersystemen erfolgt die
Bearbeitung menschlichen Gewebes, während bei industriellen Applikationen meist feste
Werkstoffe wie Stahl oder Keramik bearbeitet werden. Anwendungen an flüssigen Werkstoffen,
etwa das lasergestützte Polymerisieren beim Rapid Prototyping sind ebenfalls bedeutsam.

25 Wird ein Objekt mit Laserstrahlung bestrahlt, so geschieht dies meist, um eine Messung
auszuführen oder um eine Bearbeitung des Materials des Objekts zu erzielen. In jedem Fall
erfolgt eine Wechselwirkung der Laserstrahlung mit dem Material, beispielsweise eine
Reflektion, einen Streuprozeß oder eine Absorption. Wichtige Anwendungen sind in diesem

Zusammenhang interferometrische Meßverfahren, konventionelle Lasermikroskopie oder die Belichtung von Photolacken bei der Halbleiterlithographie.

Es gibt allerdings auch Anwendungen, bei denen die übliche, d.h. lineare Wechselwirkung, zwischen Laserstrahlung und Material nicht möglich ist, beispielsweise weil das Material transparent ist. Für solche Anwendungsfälle kann zur Materialbearbeitung eine nicht-lineare Wechselwirkung der Laserstrahlung mit dem Material ausgenutzt werden, das heißt insbesondere eine nicht-lineare Absorption der Laserstrahlung durch das Material des Objekts. Man spricht in diesem Zusammenhang von einer Absorption n-ter Ordnung, wenn eine Absorption von n Photonen durch ein Atom oder Molekül stattfindet, die zu einer n-fachen elektronischen Anregung führt. Es zeigt sich dabei, daß die Wahrscheinlichkeit für eine solche Absorption n-ter Ordnung von der Strahlungsintensität der Laserstrahlung abhängt.

Bei einem transparenten Material, wie es insbesondere bei laserchirurgischen ophthalmologischen Verfahren vorliegt, laufen bei nicht-linearer Wechselwirkung zeitlich hintereinander mehrere Prozesse ab, die durch die Laserstrahlung initiiert werden. Überschreitet die Leistungsdichtung der Strahlung einen Schwellwert, kommt es im transparenten Material zur einem optischen Durchbruch, der im Material eine Plasmablase erzeugt. Diese Plasmablase wächst nach Entstehen des optischen Durchbruches durch sich ausdehnende Gase. Wird der optische Durchbruch nicht aufrechterhalten, beispielsweise weil gepulste Laserstrahlung verwendet wurde, so wird das in der Plasmablase erzeugte Gas vom umliegenden Material wieder aufgenommen und die Blase verschwindet. Wird ein Plasma an einer Materialgrenzfläche erzeugt (die durchaus auch innerhalb einer Materialstruktur liegen kann), so erfolgt ein Materialabtrag von der Grenzfläche. Man spricht dann von Photoablation, wogegen bei einer Plasmablase, die zuvor verbundene Materialschichten trennt, üblicherweise von Photodisruption die Rede ist. Der Einfachheit halber werden all solche Prozesse hier unter dem Begriff „optischer Durchbruch“ zusammengefaßt, d.h. dieser Begriff schließt hier nicht nur den eigentlichen optischen Durchbruch selbst, sondern auch die daraus resultierenden Wirkungen im Material ein, die aufgrund der nicht-linearen Wechselwirkung ausgelöst wurden.

Für eine hohe Bearbeitungsgenauigkeit ist eine hohe Lokalisierung der Wirkung der Laserstrahlung erforderlich. Kollateralschäden in benachbarten Materialbereichen sollen möglichst vermieden werden.

Betrachtet man die Wahrscheinlichkeit für eine nicht-lineare Absorption, d.h. für die Absorption mehrerer Photonen, zeigt sich, daß die Wahrscheinlichkeit einer solchen Wechselwirkung bei einem Laserfokus, der durch ein beugungsbegrenztes optisches System erzeugt wurde, proportional zur n-ten Potenz des Quotienten aus Laserleistung mal Quadrat der numerischen

Apertur und Quadrat der verwendeten Wellenlänge ist. Für eine möglichst schnelle Materialbearbeitung mittels nicht-linearer Absorption möchte man natürlich die Wechselwirkungswahrscheinlichkeit optimieren. Eine Vergrößerung dieser Wahrscheinlichkeit für eine Mehrphotonenabsorption kann, wie sie sich aus dem geschilderten Zusammenhang unmittelbar ableitet, durch Vergrößerung der Laserleistung, Vergrößerung der numerischen Apertur oder Minderung der verwendeten Wellenlänge der Laserstrahlung erzielt werden. Es ist im Stand der Technik für nicht-linear wirkende Laser-Materialbearbeitungskonzepte deshalb bislang unumgänglich gewesen, optische Systeme mit hoher numerischer Apertur bei der Fokussierung einzusetzen.

Die US 5.894.916 sowie US 6.110.166 beschreiben Verfahren zur Fehlsichtigkeitskorrektur mittels geeigneter Erzeugung optischer Durchbrüche in der menschlichen Hornhaut, so daß im Endeffekt die Brechungseigenschaften der Hornhaut gezielt beeinflußt werden. Durch Aneinanderreihen einer Vielzahl optischer Durchbrüche wird innerhalb der Hornhaut des Auges ein linsenförmiges Teilvolumen isoliert, das dann mittels eines seitlichen öffnenden Schnittes aus der Hornhaut entnommen wird. Die Gestalt des Teilvolumens ist so gewählt, daß nach Entnahme des Teilvolumens die Brechungseigenschaften der Hornhaut so geändert sind, daß eine erwünschte Vielsichtigkeitskorrektur erreicht ist.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zur Materialbearbeitung mittels Laserstrahlung der eingangs genannten Art bzw. ein entsprechendes Bearbeitungsverfahren so weiterzubilden, daß das Erzeugen nicht-linearer Wechselwirkungen verbessert ist.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß mit einer Bearbeitungsvorrichtung der eingangs genannten Art gelöst, die einen Polarisationsmodulator aufweist, welcher bewirkt, daß die fokussierte Laserstrahlung linear-polarisiert ist, mit über den Strahlquerschnitt variierender Polarisationsrichtung. Analog wird die Aufgabe gelöst mit einem Verfahren der eingangs genannten Art, bei dem die Laserstrahlung vor der Fokussierung linear polarisiert wird, mit über dem Strahlquerschnitt variierender Polarisationsrichtung.

Erfindungsgemäß wird also ein inhomogen polarisiertes Strahlungsfeld verwendet. Die Laserstrahlung ist zwar in jedem Punkt des Feldes linear polarisiert, kann aber – entgegen sonst üblichen Verteilungen – in jedem Punkt eine andere Polarisationsrichtung haben. Das erfindungsgemäß inhomogen polarisierte Strahlungsfeld führt überraschenderweise zu einer Verringerung der Fokusgröße, wodurch die Laserstrahlungsleistungsdichte im Fokus steigt und damit auch die Wahrscheinlichkeit Mehr-Photonen-Prozesse auszulösen. Die Fokusverringerng war bislang lediglich theoretisch vermutet worden (Quabis et al., Opt. Com., 179, 2000) beziehungsweise für die optische Datenspeicherung experimentell erörtert worden

(Dorn et al., J. Mod. Opt. 50, 12, S. 1917 – 1926, 2003). Überraschenderweise kann das im Stand der Technik durchgängig für die lineare Wechselwirkung von Dauerstrich-Strahlung (cw-Strahlung) diskutierte Konzept auch für nicht-lineare Wechselwirkungen und insbesondere bei der Verwendung gepulster Laserstrahlung vorteilhaft eingesetzt werden. Beispielsweise kann bei der geschilderten Materialbearbeitung mittels optischer Durchbrüche nun die in das Material übertragene Energie minimiert werden, wodurch Kollateralschäden gering bleiben. Reiht man mehrere optische Durchbrüche mit dem erfindungsgemäßen Konzept aneinander, um flächenhafte Materialtrennungen durchzuführen, wird aufgrund des erfindungsgemäß erhaltenen verringerten Fokus eine bessere Schnittqualität erreicht.

Ein weiterer überraschender Vorteil stellt sich beim erfindungsgemäßen Vorgehen in Kombination mit einer mehrdimensionalen Verstellung der Fokusslage ein, da die erfindungsgemäß erzielte hervorragende Fokusqualität im Stand der Technik ansonsten sehr große numerische Aperturen erforderlich machte, die einem großen Ablenkbereich für den Fokus hinderlich waren, nunmehr aber geringer sein können.

Die Erfinder erkannten, daß mit dem erfindungsgemäßen Ansatz bei derzeit bereits realisierten optischen Systemen zur Materialbearbeitung im Rahmen der refraktiven Augen Chirurgie mittels Femto-Sekundenlaserstrahlung eine Verkleinerung des Fokusdurchmessers um bis zu 30% erzielt wird. Dadurch ist die Strahlenbelastung um bis zu 50% bei der Erzeugung eines einzelnen optischen Durchbruches vermindert, bzw. bei Konstanthaltung der mit der Bearbeitung verbundenen Strahlenbelastung kann eine Verdopplung der Repetitionsrate der gepulsten Laserstrahlung und damit eine Halbierung der Gesamtbearbeitungszeit erreicht werden.

Erfindungsgemäß wird also eine Erhöhung der Energie- bzw. Leistungsdichte im Laserfokus zur Lasermaterialbearbeitung realisiert, indem

- eine Laserstrahlquelle,
- das als Polarisationsmodulator bezeichnete optisches Modul,
- vorzugsweise eine Ablenkeinheit, die durch Beeinflussung der Richtung und/oder Divergenz des Laserstrahls die räumliche Lage des Fokus der Laserstrahlung bezüglich des Materials steuert und
- ein Objektiv, welches so gestaltet ist, daß es für eine Fokussierung der Laserstrahlung in das Innere des Materials angepaßt ist, um im Material eine effiziente nicht-lineare Absorption der Laserstrahlung zu erzielen,

vorgesehen sind. Die mit dem Material nicht-linear wechselwirkende Laserstrahlung ist vorzugsweise gepulst und hat eine hohe Spitzenleistung wie dies beispielsweise bei Femtosekunden-Laserstrahlung der Fall ist. Der Polarisationsmodulator nutzt in einer

Ausführungsform ein oder mehrere Bauelemente zur Umwandlung homogen linear polarisierter Laserstrahlung, wie sie von Laserstrahlungsquellen üblicherweise emittiert wird, in inhomogen linear polarisiertes Laserlicht.

- 5 Zur Erzeugung einer Schnittfläche wird zweckmäßigerweise, wie bereits erwähnt, eine mehrdimensionale Verstellung des Fokus im oder am Material vorgenommen. Es ist deshalb eine Weiterbildung bevorzugt, die eine Ablenkeinheit aufweist, welche durch steuerbare Ablenkung der Laserstrahlung eine räumliche Lage des Fokus im oder am Material verändert.
- 10 Wesentlich für die erfindungsgemäße Erzielung der überragenden Fokusqualität ist die über den Strahlquerschnitt variierende Polarisationsrichtung der linear polarisierten Laserstrahlung. Für einen besonders einfach zur realisierenden Aufbau wird man den Polarisationsmodulator deshalb der Laserstrahlquelle nachordnen und ihn im Falle der Weiterbildung mit Ablenkeinheit zwischen Laserstrahlquelle und Ablenkeinheit anordnen. Vorteilhafterweise liegt der
- 15 Polarisationsmodulator in einer beliebigen Pupillenebene des Strahlengangs zwischen Laserstrahlquelle und zu bearbeitendem Material.

- Alternativ zur nachträglichen Modulation homogen linear polarisierter Laserstrahlung mittels des Polarisationsmodulators kann der Polarisationsmodulator auch direkt in der Laserstrahlquelle
- 20 angeordnet werden, so daß diese bereits Laserstrahlung mit über den Strahlquerschnitt variierender Polarisationsrichtung abgibt.

- Es hat sich herausgestellt, daß je nach Geometrie des Strahlengangs mit dem die Laserstrahlung in oder auf das Material fokussiert wird und je nach Material verschiedenartig in
- 25 homogen linear polarisierte Laserstrahlung bevorzugt sein kann. Im Sinne einer universellen Einsetzbarkeit der Bearbeitungsvorrichtung bzw. Anwendbarkeit des Bearbeitungsverfahrens ist es zweckmäßig, wenn der Polarisationsmodulator hinsichtlich der Variation der Polarisationsrichtung einstellbar oder insbesondere steuerbar ist. Die Einstellung der Variation der Polarisationsrichtungen kann dabei zweckmäßigerweise während des Betriebs der
- 30 Vorrichtung erfolgen, beispielsweise durch Eingriff einer entsprechenden Steuereinrichtung.

- Mit einem steuerbaren Polarisationsmodulator kann vorteilhafterweise eine Qualitätsregelung der Bearbeitung dahingehend erfolgen, daß ein bei der Materialbearbeitung ermittelter Meßwert, beispielsweise ein Güteparameter, geeignet geregelt wird durch Verwendung der
- 35 Variation der Polarisationsrichtungen als Stellgröße.

Das erfindungsgemäße Konzept ist überraschend vorteilhaft bei der Verwendung gepulster Laserstrahlung, da nun die Pulslänge verkürzt werden kann, wodurch die in das Material

eingebraachte Energie effektiver zur Materialbearbeitung eingesetzt wird. Es ist deshalb bevorzugt, daß die Laserstrahlquelle gepulste Laserstrahlung mit einer Pulslänge unter 10.000 fs, insbesondere unter 500 fs abgibt. Ein besonders optimaler Wert hat sich im Bereich der Augen Chirurgie bei etwa 350 fs ergeben. Bei noch kürzeren Pulsen vergrößert die zunehmende spektrale Breite der Pulse den technischen Aufwand.

Die erfindungsgemäß verwendete inhomogen linear polarisierte Laserstrahlung ermöglicht weiter eine schnelle Bearbeitung, beispielsweise im Falle von gepulster Laserstrahlung eine Pulswiederholfrequenz von über 100 kHz, insbesondere von über 450 kHz.

Für die nicht-lineare Wechselwirkung der Laserstrahlung mit dem Material kann zum einen eine Fokussierung in das Material hinein, d.h. unter dessen Oberfläche erfolgen. Es ist aber auch möglich, die Laserstrahlung in Nähe der Oberfläche des zu bearbeitenden Materials zu fokussieren. Eine besonders gute photoablativ Wirkung erreicht man dann dabei, wenn der Abstand des Laserfokus zur Oberfläche des zu bearbeitenden Materials etwa im Bereich der Rayleigh-Länge der Laserstrahlung liegt.

Besonders zweckmäßig ist die erfindungsgemäß zu verwendende inhomogen linear polarisierte Laserstrahlung, wenn im Material durch flächenhaftes Aneinanderreihen von insbesondere optischen Durchbrüchen Schnittflächen ausgebildet werden, die im Material liegen und eine zur Oberfläche des Materials laufende Schnittlinie haben können.

Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die Zeichnungen beispielshalber noch näher erläutert. In den Zeichnungen zeigt:

- Figur 1 eine perspektivische Darstellung eines Patienten während einer laserchirurgischen Behandlung mit einem laserchirurgischen Instrument,
- Figur 2 eine Schemadarstellung der Fokussierung eines Strahlenbündels auf das Auge des Patienten beim Instrument der Figur 1,
- Figur 3 eine schematische Darstellung zur Erläuterung einer während der laserchirurgischen Behandlung ausgeübten Schnittführung,
- Figur 4 eine Schemadarstellung einer Laserbearbeitungsvorrichtung zur Erzeugung von Wellenleiterstrukturen,
- Figur 5 ein Beispiel für eine inhomogene lineare Polarisierung eines Laserstrahls mit sektoraler Polarisationsvariation,
- Figur 6 ein weiteres Beispiel für eine inhomogene lineare Polarisierung eines Laserstrahls mit radialer Polarisationsvariation,

- Figur 7 ein weiteres Beispiels für eine inhomogene lineare Polarisation eines Laserstrahls mit un stetiger radialer Polarisationsvariation,
- Figur 8 eine Draufsicht auf einen Polarisationsmodulator zur Erzeugung von Bearbeitungs-Laserstrahlung mit inhomogen linearer Polarisierung und
- 5 Figur 9 die Polarisationsrichtungen in der Laserstrahlung bei Anwendung des Polarisationsmodulators der Figur 8.

In Figur 1 ist ein laserchirurgisches Instrument 1 dargestellt, das einen Behandlungsstrahl 2 abgibt, welcher auf das Auge 6 eines Patienten gerichtet ist. Das laserchirurgische Instrument 1
10 erzeugt dabei einen gepulsten Behandlungsstrahl 2, so daß das in US 6.110.166 beschriebene Verfahren ausgeführt werden kann. Die Pulsdauer liegt dabei im Nano- oder Femtosekundenbereich.

Mittels des laserchirurgischen Instrumentes 1 wird eine Fehlsichtigkeit des Auges 6 des
15 Patienten behoben, indem aus der Hornhaut Material derart entfernt wird, daß sich die Brechungseigenschaft der Hornhaut um ein gewünschtes Maß ändert. Das Material wird dabei dem Stroma der Hornhaut entnommen, das unterhalb von Epithel und Bowmanscher Membran und oberhalb der Decemetschen Membran und des Endothels liegt.

20 Das laserchirurgische Element 1b arbeitet ein für Laserstrahlung an und für sich transparentes Material. Die gepulste Laserstrahlung des Behandlungsstrahls 2 wird deshalb so eingestrahlt, daß eine nicht-lineare Absorption zur Erzeugung des optischen Durchbruchs stattfindet.

Die Materialentfernung wird durch Fokussierung des hochenergetischen gepulsten
25 Behandlungsstrahls 2 des laserchirurgischen Instrumentes 1 in das Stroma erreicht, wodurch optische Durchbrüche erzeugt werden. Jeder einzelne optische Durchbruch initiiert dabei eine Plasmablase, so daß Gewebe getrennt wird. Durch geeignete Ablenkung des Behandlungsstrahls 2 werden während der Behandlung Plasmablasen aneinandergereiht, die dann ein Teilvolumen des Stromas, nämlich das zu entfernende Material, umschreiben. Das
30 laserchirurgische Instrument 1 wirkt durch den Behandlungsstrahl 2 wie ein chirurgisches Messer, das, ohne die Oberfläche der Hornhaut zu verletzen, direkt Material im Inneren der transparenten Augenhornhaut schneidet. Führt man den Schnitt durch weitere Erzeugung von optischen Durchbrüchen bis an die Oberfläche der Hornhaut, kann das durch die Schnittführung isolierte Material des Stromas seitlich aus der Hornhaut herausgezogen und entfernt werden.

35

Das laserchirurgische Instrument 2 weist, wie in Figur 2 dargestellt ist, eine Laserquelle 9 auf, deren Behandlungsstrahl 2 mittels eines (verstellbaren) Objektives 3 als fokussierte

Laserstrahlung 8 in die Hornhaut 4 des Auges 6 fokussiert wird. Im Fokus entsteht dann die bereits erwähnte Plasmablase 11.

Figur 3 zeigt schematisch die Erzeugung einer Schnittfläche in der Hornhaut 4 zur Isolierung eines Teilvolumens 5. Durch geeignete dreidimensionale Verstellung des fokussierten Laserstrahls 8 werden viele Plasmablasen 11 aneinandergereiht, um eine Schnittfläche (in Figur 3 gestrichelt gezeichnet) auszubilden. Ist das Teilvolumen 5 innerhalb der Hornhaut 8 isoliert, wird der Schnitt bis an den Rand geführt, so daß das Material des Teilvolumens 5 in Richtung des Pfeils 7 herausgezogen werden kann.

In Figur 4 ist vereinfacht der Aufbau eines Laserbearbeitungsinstrumentes dargestellt, das im wesentlichen dem laserchirurgischen Instrument 1 gleicht, jedoch hier zur Ausbildung einer Wellenleiterstruktur 14 in einem transparenten Material 13 dient. Der Laserquelle 9 ist ein Polarisationsmodulator 10 nachgeordnet (der, wenn auch nicht erwähnt, im Strahlengang des laserchirurgischen Instrumentes 1 ebenfalls vorgesehen ist), welcher die von der Laserquelle 9 abgegebene linear polarisierte Strahlung 2 so verändert, daß sie inhomogene lineare Polarisationszustände aufweist.

Die inhomogenen linearen Polarisationszustände sind dadurch gekennzeichnet, daß der Polarisationsvektor \vec{P} des Feldes über den Querschnitt des kollimierten Laserstrahls keine einheitliche Richtung hat.

Zur physikalischen Charakterisierung solcher Polarisationszustände sei zunächst darauf verwiesen, daß für einen kollimierten Laserstrahl die Feldstärke in üblicher Form als ebene Welle angenähert werden kann. Die Lage des Feldstärkevektors ist für linear polarisiertes Licht dann in einem beliebigen x, y-Koordinatensystem, in dem sich die Welle in z-Richtung ausbreitet, in folgender Form darstellbar:

$$\vec{E} = \{E_{0x}, E_{0y}\} \exp i(\omega t - kz)$$

Zur Vereinfachung kann man nun den normierten Polarisationsvektor \vec{P} des Feldes einführen, wobei die Amplitude der Feldstärke vollständig durch die Amplitudenfunktion $\sqrt{E_{0x}^2 + E_{0y}^2}$ bestimmt wird. Diese fällt für einen Gauß-Strahl zwar sehr schnell ab, doch gilt die folgende Gleichung für den Polarisationsvektor unabhängig von der speziellen Amplitudenverteilung:

$$\vec{P} \equiv \frac{E_{0x}\vec{e}_x + E_{0y}\vec{e}_y}{\sqrt{E_{0x}^2 + E_{0y}^2}}.$$

Damit ergibt sich für die Feldstärke:

5
$$\vec{E} = \sqrt{E_{0x}^2 + E_{0y}^2} \cdot \vec{P} \cdot \exp i(\omega t - kz).$$

Der Polarisationsvektor ist eine Funktion von x und y. Gilt

$$\vec{P} = \vec{P}(x, y) = \text{const.}$$

10 so ist dies ein homogen linear polarisiertes Feld, wie es von den meisten Lasern, beispielsweise einem Helium-Neon-Laser emittiert wird. Für den Fall

$$\vec{P} = \vec{P}(x, y) \neq \text{const.}$$

15 ist das betreffende Strahlungsfeld inhomogen linear polarisiert.

Nachdem der Laserstrahlung 2 somit eine inhomogen lineare Polarisation aufgeprägt wurde, passiert sie eine Ablenkeinheit 12, die hier symbolisch in Form von zwei eigenständig um orthogonale Achsen verkippbare Umlenkspiegel dargestellt ist. Zusammen mit dem verstellbaren Objektiv 3 kann damit der fokussierte Laserstrahl 8 dreidimensional im Volumen des transparenten Materials 13 verstellt werden, wodurch dreidimensionale Strukturen im Material ausgebildet werden können, beispielsweise die dargestellte Wellenleiterstruktur 14. Die von der Strahlquelle 9 abgegebene gepulste Laserstrahlung 2 wird dabei nicht-linear im Material 13 absorbiert, was eine dauerhafte Veränderung der Materialeigenschaften im bearbeiteten Raumgebiet bewirkt. Alternativ oder zusätzlich zur Wirkung der Ablenkeinheit 12 und des verstellbaren Objektivs 3 kann natürlich auch das Objekt mit dem transparenten Material 13 selbst gegenüber dem Objektiv 3 bewegt werden. Dies mag insbesondere dann von Interesse sein, wenn Strukturen erzeugt werden sollen, deren Ausdehnung die durch die Ablenkeinheit 12 bzw. den Verstellweg des Objektivs 3 erreichbaren Positionen zumindest teilweise überschreitet.

Durch die inhomogen lineare Polarisierung des fokussierten Laserstrahls 8 erhält man im transparenten Material 13 einen Fokus, der kleinere Abmessungen hat, als er aufgrund des

Strahlengangs und insbesondere des Objektivs 3 eigentlich zu erwarten wäre. Die Genauigkeit der Materialbearbeitung ist somit gesteigert. Gleiches gilt für das Instrument 1 der Figur 1.

Die durch den Polarisationsmodulator 10 erreichte Fokusreduzierung kann je nach Strahlengang und insbesondere je nach Art des transparenten Materials 13 unterschiedlich stark ausfallen. Zur Optimierung ist deshalb zweckmäßigerweise vorgesehen, daß die Qualität der Materialbearbeitung, beispielsweise die Größe des Raumgebietes, in dem eine nicht-lineare Wechselwirkung festgestellt wird, gemessen wird und durch Variation der Einstellung des Polarisationsmodulators 10 eine Optimierung vorgenommen wird. Beispielsweise kann die Größe einer im Material 13 oder in der Hornhaut 4 erzeugten Plasmablase gemessen werden und durch Verstellung des von einem (nicht dargestellten) Steuergerät angesteuerten Polarisationsmodulator 10 eine Minimierung durchgeführt werden. Alternativ kann auch mit Hilfe einer geeigneten Ansteuerung des Polarisationsmodulators 10 die von der Laserquelle 9 abgegebene Strahlung schrittweise reduziert werden, bis eine minimale, zur gewünschten nicht-linearen Wechselwirkung noch ausreichende Strahlungsleistung oder Pulsdauer vorliegt.

Die Wirkung des Polarisationsmodulators 10 ist beispielhalber in Figur 5 gezeigt, die einen x-y-Schnitt 15 durch den in z-Richtung (senkrecht zur Zeichenebene) des propagierenden Laserstrahl 2. Wie zu sehen ist, verleiht der Polarisationsmodulator 10 dem Laserstrahl 2 eine inhomogene Polarisationsverteilung in der Form, daß zwei Teilgebiete 16 und 17 vorliegen, in denen die Polarisationsrichtung zwar jeweils identisch aber gegenüber dem anderen Teilgebiet um 180° phasenverschoben ist. Dies ist in Figur 5 durch die parallelen aber in entgegengesetzter Richtung ausgerichteten Pfeile symbolisiert. Anstelle einer zwei Teilgebiete 16 und 17 aufweisenden Inhomogenität kann natürlich auch jede beliebige andere sektorale Polarisationsverteilung verwendet werden.

Figur 6 zeigt eine radiale Polarisationsverteilung im x-y-Schnitt 15. Die Polarisationsrichtungen weisen radial von der optischen Achse A nach außen.

Figur 7 zeigt eine inhomogene Polarisation mit Phasensprüngen innerhalb ringförmiger Bereiche im x-y-Schnitt 15. Die Phasensprünge treten an um die optische Achse A konzentrisch angeordneten Sprungstellen 18 auf. Der Laserstrahl 2 ist damit im x-y-Schnitt 15 in vier Ringe 19 mit unterschiedlicher Polarisation geteilt. Zwischen benachbarten Ringen liegt ein Phasensprung der Polarisationsrichtung vor, der aus Anschaulichkeitsgründen als 180° -Phasensprung dargestellt ist. Natürlich ist jeder andere Phasensprung ebenfalls möglich.

Um einen der inhomogen linearen Polarisationszustände der Figuren 5 bis 7 auszubilden, weist der Polarisationsmodulator 10 in einer bevorzugten Ausführungsvariante eine segmentierte

Wellenplatte auf, die allein oder in Kombination mit anderen optischen Bauelementen die gewünschte Polarisationsmodulation bewirkt. In einer anderen Ausführungsvariante sind dichroitische Glaspolarisationen vorgesehen, die entsprechend der für die jeweilige Anwendung gewünschten Polarisationsverteilung gestaltet sind. Auch können Flüssigkristall-Bauelemente verwendet werden, die üblicherweise als räumlicher Lichtmodulator (SLM) bezeichnet werden und eine flexible Anpassung der Polarisationsverteilung an eine jeweilige Bearbeitungsaufgabe durch Ansteuerung mit einem entsprechenden Stellsignal ermöglichen.

Figur 8 zeigt eine weitere Baumöglichkeit für einen Polarisationsmodulator 10, wie sie für eine gänzlich andere Anwendung aus der EP 0 764 858 A2, deren Offenbarungsgehalt diesbezüglich vollständig hier eingebunden werden soll, bekannt ist. Es handelt sich dabei um einen Wabenkondensor 20, der eine Vielzahl von wabenförmigen Zellen 21 aufweist. Der Querschnitt des Laserstrahls 2 wird somit in eine Vielzahl von Facetten 21 geteilt. Jede Facette 21 besteht aus einer Halbwellenplatte aus doppelbrechendem Material und ist beispielsweise auf einen geeigneten Wabenträger aufgekittet. Die Hauptachsen 22 der Facetten 21 sind gemäß dem in Figur 8 gezeigten Muster orientiert. Sie sind jeweils in Richtung der Winkelhalbierenden zwischen der in Figur 8 ebenfalls angezeigten Polarisationsrichtung P der einfallenden linear polarisierten Laserstrahlung 2 und dem jeweiligen zur optischen Achse A gerichteten Radius durch die Mitte jeder Facette 21 ausgerichtet. Damit bewirkt jede Halbwellenplatten-Facette 2 die Drehung der Polarisationsrichtung in Richtung des genannten Radius.

Figur 9 zeigt die Wirkung dieser Anordnung der Hauptachsen 22 der Facetten 21 des Wabenkondensors 20, indem nun die Polarisationsrichtungen 23 nach Durchlaufen radial auf die optische Achse A ausgerichtet sind.

Carl Zeiss Meditec AG
Anwaltsakte: PAT 9030/054

23. März 2004
K/22/jb(me)

Patentansprüche

- 5 1. Bearbeitungsvorrichtung, die ein Material (4, 13) durch nicht-lineare Absorption von Bearbeitungs-Laserstrahlung (2) bearbeitet und die aufweist:
- eine die Laserstrahlung (2) abgebende Laserstrahlquelle (9) und
 - eine Optik (3), die die Laserstrahlung (2) zur nicht-linearen Absorption in oder auf das Material (4, 13) fokussiert
- 10 **gekennzeichnet durch**
- einen Polarisationsmodulator (10), der bewirkt, daß die fokussierte Laserstrahlung (2) linear polarisiert ist, mit über den Strahlquerschnitt (15) variierender Polarisationsrichtung (23).
- 15 2. Bearbeitungsvorrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine Ablenkeinheit (12), die durch steuerbare Ablenkung des Laserstrahls (2) eine räumliche Lage des Fokus im Material (4, 13) verändert.
- 20 3. Bearbeitungsvorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Polarisationsmodulator (10) zwischen der Laserstrahlquelle (9) und der Ablenkeinheit (12) angeordnet ist.
4. Bearbeitungsvorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Laserstrahlquelle (9) linear polarisierte Strahlung (2) abgibt und der Polarisationsmodulator (10) über den Strahlquerschnitt (15) inhomogen die
- 25 Polarisationsrichtung (23) des Laserstrahls (2) verändert.
5. Bearbeitungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Polarisationsmodulator (10) in der Laserstrahlquelle (9) angeordnet ist, so daß die Laserstrahlquelle (9) Laserstrahlung (2) mit über dem Strahlquerschnitt (15) variierender
- 30 Polarisationsrichtung (23) abgibt.

6. Bearbeitungsvorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Polarisationsmodulator (10) hinsichtlich der Variation der Polarisationsrichtung (23) einstellbar, insbesondere steuerbar ist.

5

7. Bearbeitungsvorrichtung nach Anspruch 6, gekennzeichnet durch eine Steuereinrichtung, welche die Variation der Polarisationsrichtung (23) während des Betriebs der Bearbeitungsvorrichtung verändert.

10 8. Bearbeitungsvorrichtung nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Laserstrahlquelle (9) gepulste Laserstrahlung (2) mit einer Pulslänge kürzer 10.000 fs, insbesondere kürzer 500 fs, abgibt.

15

9. Bearbeitungsvorrichtung nach Anspruch 7, gekennzeichnet durch eine Pulswiederholfrequenz von über 100 kHz, insbesondere von über 450 kHz.

20

10. Verfahren zur Materialbearbeitung, bei dem Laserstrahlung (2) in das oder auf das Material (4, 13) fokussiert wird, wobei die Parameter der Laserstrahlung (2) und der Fokussierung so gewählt werden, daß am Material (4, 13) eine nicht-lineare Absorption der Laserstrahlung (2) bewirkt wird, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Laserstrahlung (2) vor der Fokussierung linear polarisiert wird, mit über den Strahlquerschnitt (15) variierender Polarisationsrichtung (23).

25

11. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Lage des Fokus der Laserstrahlung (2) mindestens zweidimensional verstellt wird.

30

12. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Variation der Polarisationsrichtungen während der Materialbearbeitung verstellt wird.

13. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß ein Güteparameter der Materialbearbeitung ermittelt und geregelt wird, wobei die Variation der Polarisationsrichtungen (23) als Stellgröße verwendet wird.

35

14. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Laserstrahlung (2) in die Nähe der Oberfläche des zu bearbeitenden Materials (4, 13) fokussiert wird, wobei insbesondere der Abstand des Fokus zur Oberfläche des zu bearbeitenden Materials (4, 13) etwa im Bereich der Rayleigh-Länge der Laserstrahlung (2) liegt.

15. Verfahren nach einem der obigen Verfahrensansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß im Material durch flächenhaftes Aneinanderreihen von durch nicht-lineare Absorption erzeugten optischen Durchbrüchen (11) Schnittflächen ausgebildet werden, die im Material (4) liegen und
- 5 insbesondere eine zur Oberfläche des Materials (4) verlaufende Schnittlinie haben.

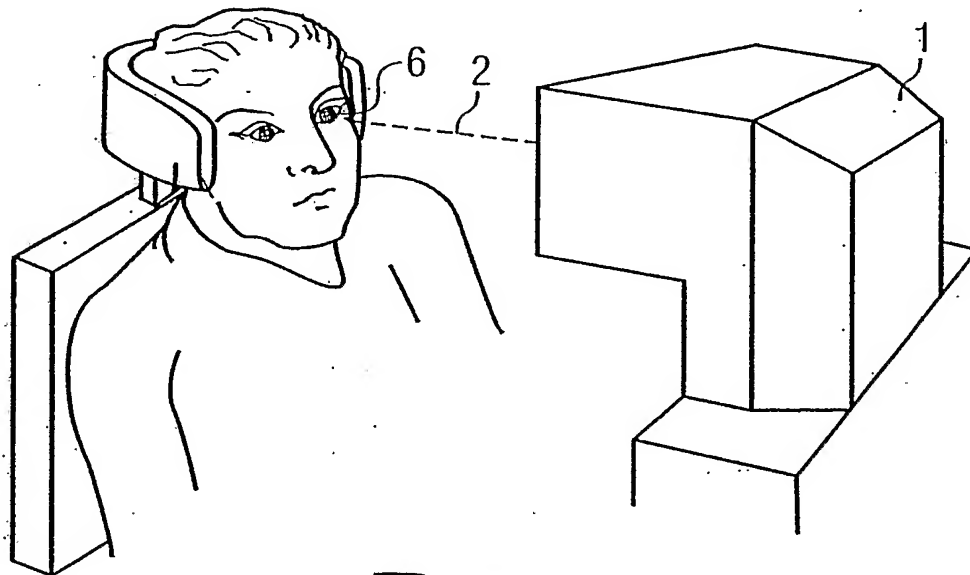


Fig. 1

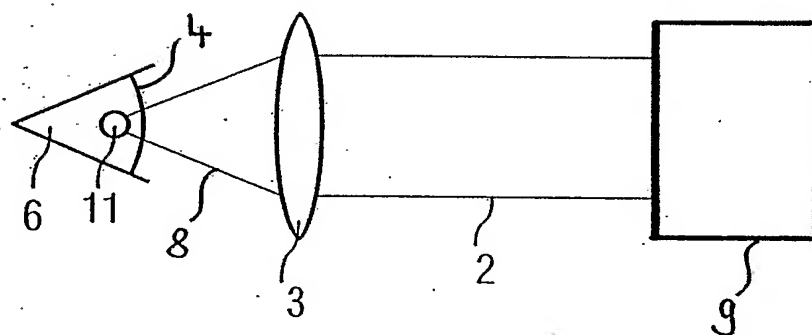


Fig. 2

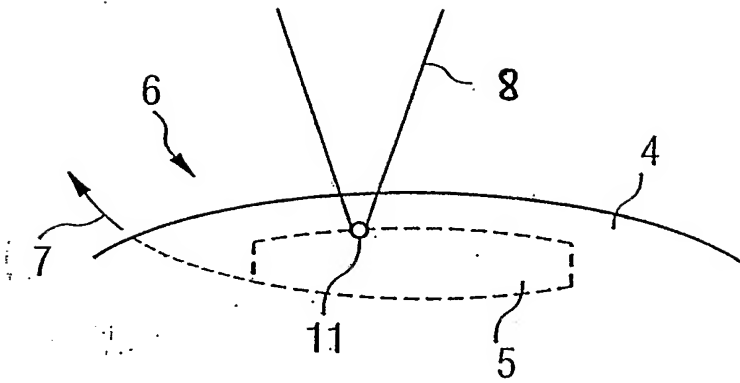


Fig. 3

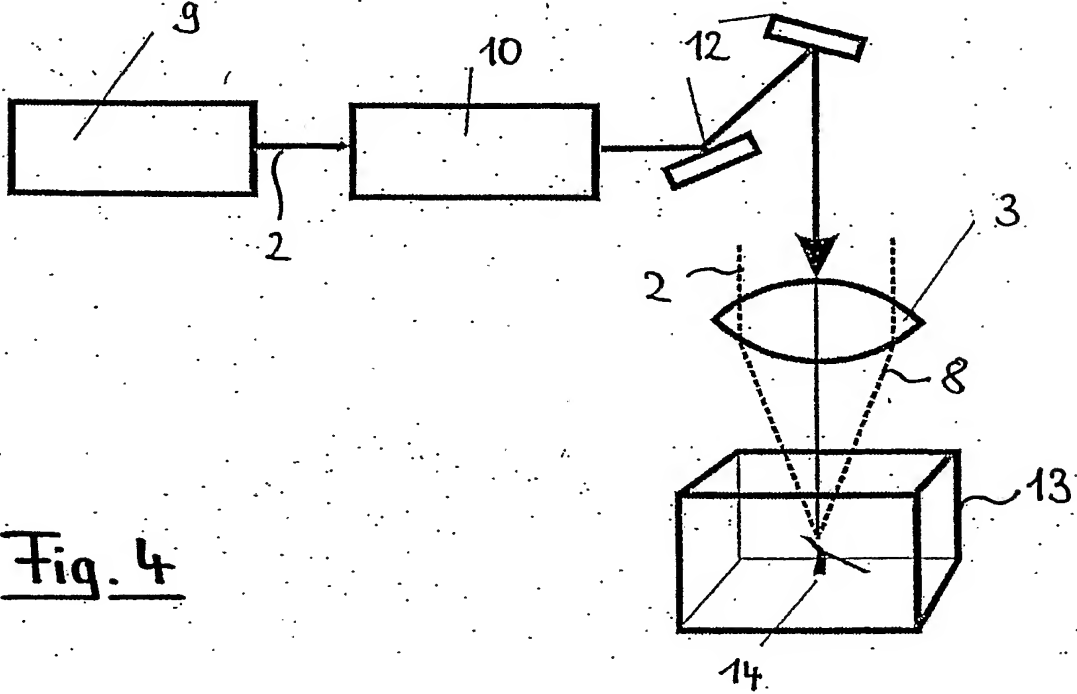


Fig. 4

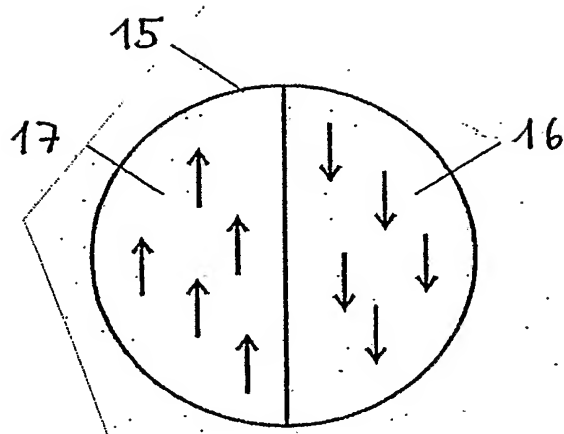


Fig. 5

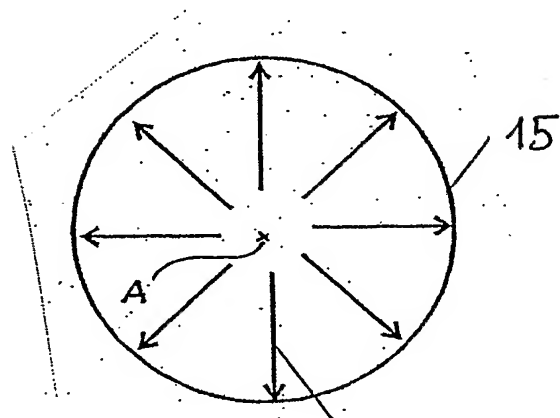


Fig. 6

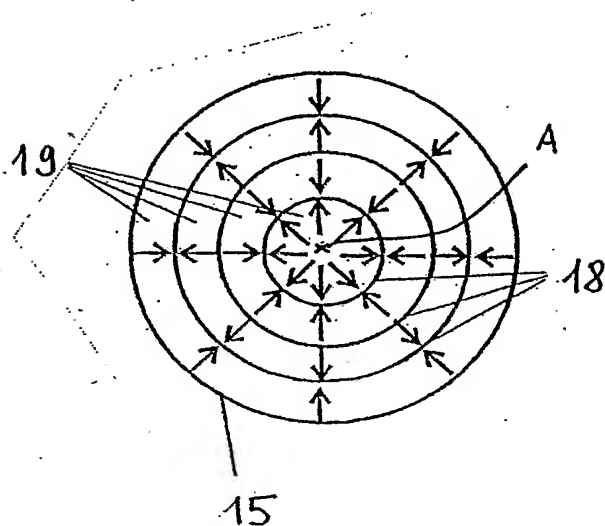
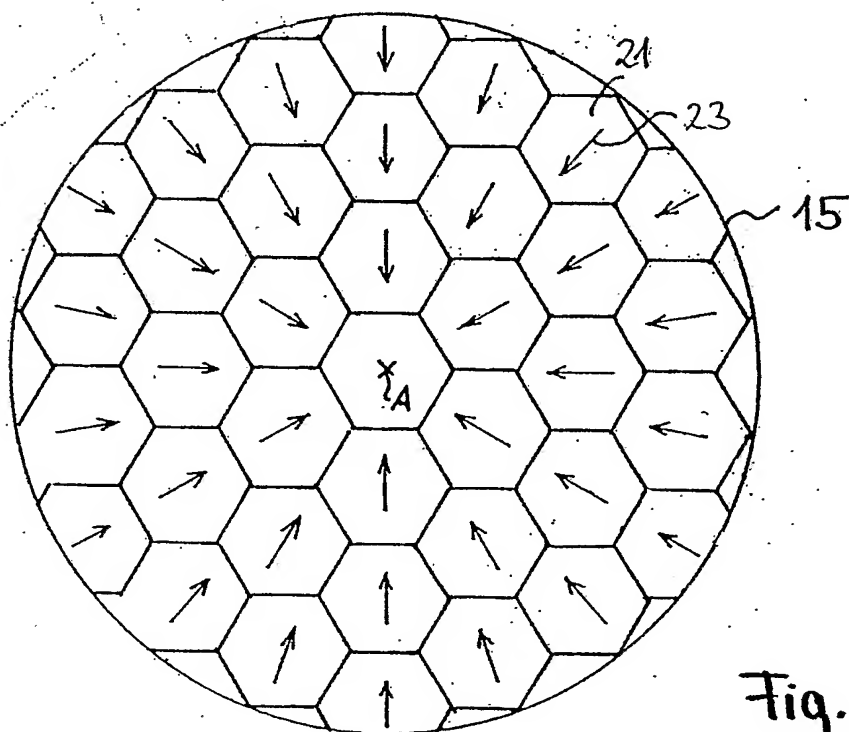
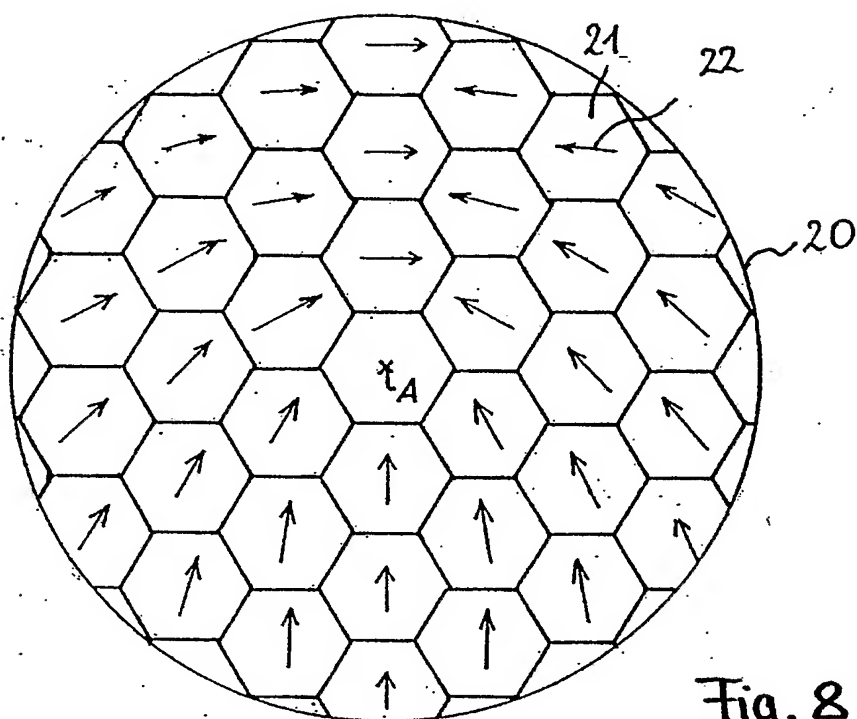


Fig. 7



Patentanwälte
GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.)

European Patent and Trademark Attorneys

MÜNCHEN – JENA

Büro München / Munich Offices:

Perhamerstraße 31 · D-80687 München · Telefon: (089) 5 46 15 20 · Telefax: (089) 5 46 03 92 · e-mail: gefepat.muc@t-online.de

Büro Jena / Jena Offices:

Sellierstraße 1 · D-07745 Jena · Telefon: (036 41) 2 91 50 · Telefax: (036 41) 29 15 21 · e-mail: gefepat.jena@t-online.de

Carl Zeiss Meditec AG
Anwaltsakte: PAT 9030/054

23. März 2004
K/22/jb(me)

Zusammenfassung

5 Zur Bearbeitung eines Materials (13) mittels nicht-linear wirkender Laserstrahlung (2) wird die von einer Laserstrahlquelle (9) abgegebene Laserstrahlung (2) mittels eines Polarisationsmodulators (10) so verändert, daß in das Material (14) fokussierte Laserstrahlung (8) linear polarisiert ist, mit über den Strahlquerschnitt variierender Polarisationsrichtung.

10 (Fig. 1)

